



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 1993

Messung der systolischen und diastolischen Herzbewegung mittels bildgebender Magnetresonanz

Fischer, Stefan E ; Scheidegger, Markus B ; McKinnon, Greame C ; Stuber, Matthias ; Boesiger, Peter

DOI: <https://doi.org/10.1515/bmte.1993.38.s1.343>

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-154035>

Journal Article

Published Version

Originally published at:

Fischer, Stefan E; Scheidegger, Markus B; McKinnon, Greame C; Stuber, Matthias; Boesiger, Peter (1993). Messung der systolischen und diastolischen Herzbewegung mittels bildgebender Magnetresonanz. Biomedizinische Technik. Biomedical engineering, 38(s1):343-344.

DOI: <https://doi.org/10.1515/bmte.1993.38.s1.343>

Messung der systolischen und diastolischen Herzbewegung mittels bildgebender Magnetresonanz

Stefan E. Fischer, Markus B. Scheidegger, Greame C. McKinnon, Matthias Stuber und Peter Boesiger

Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik der Universität Zürich und der Eidgenössischen Technischen Hochschule Zürich, Schweiz

Ein bildgebendes Magnetresonanz-Verfahren wird vorgestellt, mit dem es gelingt sowohl die systolische wie auch die diastolische Herzbewegung mit einer zeitlichen Auflösung von 35ms zu erfassen. Ein Schichtverfolgungsverfahren sorgt dafür, dass trotz der dreidimensionalen Bewegung des Herzens immer dasselbe Gewebe in den verschiedenen Herzphasenbildern erfasst wird. Nebst den technischen Entwicklungen werden Resultate von Gesunden und von Patienten nach einem Vorderwandinfarkt präsentiert.

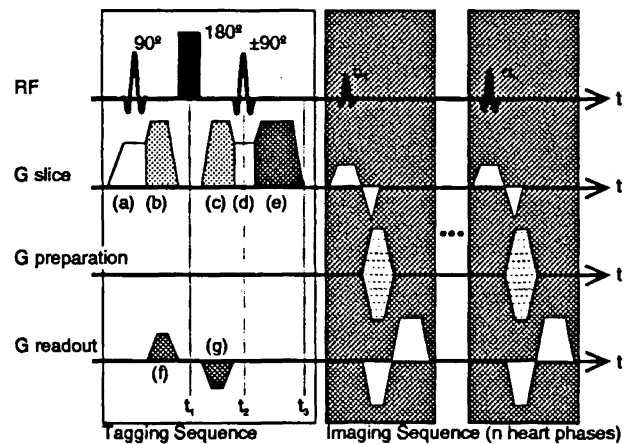
EINLEITUNG

Zur nichtinvasiven Erfassung der Herzbewegung können durch Modulation der Magnetisierung (Myocardial Tagging) [1] Markierungen, z.B. eine Gitterstruktur, auf dem Herzmuskel angebracht werden. Diese Markierungen, z.B. die Kreuzpunkte des Gitters, können sehr genau in Magnetresonanz-Bildern, die zu verschiedenen Zeitpunkten des Herzzyklus aufgenommen werden, verfolgt werden. Die Trajektorie einzelner Punkte des Herzmuskels kann somit direkt von robusten Modulusbildern bestimmt werden. Allerdings werden zur Zeit noch einige Nachteile der Tagging-Methode diskutiert. Erstens zerfallen diese Markierungen unter dem Einfluss der longitudinalen Relaxation (T_1 etwa 850ms) und zusätzlich auf Grund des Auslese-Radiofrequenz-Pulses des bildgebenden Messverfahrens. Mit bisherigen Tagging-Verfahren konnte deshalb die Herzbewegung nur über einen Zeitraum von ca. 300ms mit einer zeitlichen Auflösung von mehr als 50ms erfasst werden. Zweitens wird wegen der dreidimensionalen Bewegung des Herzens (through plane motion) nicht immer das gleiche Gewebe abgebildet, was zu Ungenauigkeiten führt. Mittels eines neuen Messverfahrens und durch verschiedene Optimierungen der Tagging- und Bilderzeugungssequenz gelingt es, die ebene Projektion der dreidimensionalen Herzbewegung von Enddiastole bis zur späten Diastole mit einer zeitlichen Auflösung von 35ms zu erfassen.

METHODE

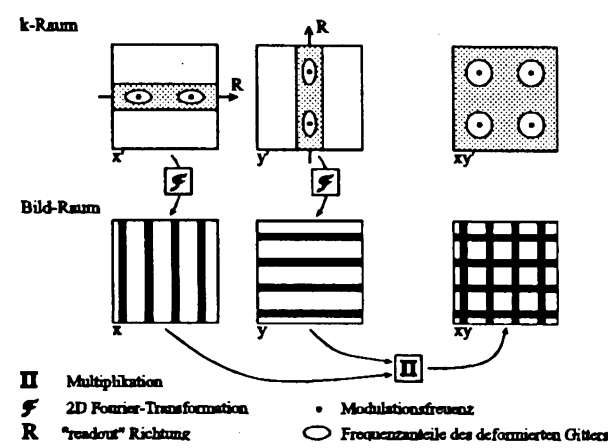
Figur 1 zeigt die verwendete MR-Pulssequenz. Unmittelbar nach der Detektion der R-Zacke des Elektrokardiogramms (EKG) wird die Magnetisierung einer 5mm dünnen Schicht sinusförmig moduliert. Mittels einer konventionellen bildgebenden Gradienten-Echo-Sequenz wird alle 35ms eine dickere Schicht abgebildet, welche die

bewegte und verformte, dünne, modulierte Schicht einschliesst [2]. Durch Subtraktion einer zweiten Messung mit im Vergleich zur ersten Messung inverser Modulation der Magnetisierung entsteht ein Bild, welches ausschliesslich vom Signal des Gewebes der dünnen, "getaggtten" Schicht induziert ist. Zur Reduktion der Messzeit werden zwei solche Messungen mit nur eindimensionaler Modulation der Magnetisierung in Ausleserichtung durchgeführt, wobei Auslese- und Phasenkodierichtung für die zweite Messung vertauscht werden (Fig. 2). Da die Frequenzanteile der eindimensional modultierten Bilder (k Raum x' und y') nur in einem schmalen Band parallel zur Auslese- bzw. Modulationsrichtung liegen, müssen nur wenige, z.B. 25% der Phasenkodierschritte für jedes Einzelbild durchgeführt werden. Ein Bild mit zweidimensionalem Gittermuster (xy) wird durch die Multiplikation der separat rekonstruierten Subtraktionsbilder (x und y) mit orthogonalen Streifenmustern erreicht. Verglichen mit einer entsprechenden Messung mit direkt gitterförmiger



Figur 1 - Schichtverfolgungs-Tagging Sequenz und bildgebende, für jede Herzphase repetierte Gradientenecho-Sequenz. Die Tagging Sequenz besteht zusammen mit den Gradienten a und d, aus zwei schichtselektiven 90° Radiofrequenz (RF) Pulsen. Durch die Einfügen eines 180° RF-Echopluses und den Dephasiergradienten b und c, werden einerseits Gitterdeformationen refokussiert andererseits der Kontrast zwischen Blut und Herzmuskel verbessert. Die Gradienten f und g bestimmen die Frequenz der ortsabhängigen Modulation der Magnetisierung.

Modulation der Magnetisierung, bei der gesamte k Raum (xy) abgetastet werden muss, kann so die Messzeit halbiert werden



Figur 2 - Prinzip der Messzeitreduktion durch die Acquisition zweier k Raum Fragmente der selben Schicht, wobei die Tagging und Readout-Richtung mit der Phasenkodierrichtung für die zweite Messung vertauscht werden.

Die Sequenz wurde auf einem 1.5T Ganzkörpertomographen (Philips Gyroscan S15/ACS II) implementiert. Die Rotationswinkel der Auslese-Radiofrequenzpulse werden so variiert, dass der Betrag der transversalen Magnetisierung nach der RF-Anregung für alle Herzphasenbilder konstant wird. Die MR-Signale werden mit einer Oberflächenspule (\varnothing 20cm) empfangen. Zur Unterdrückung der Bewegungsartefakte wird repetitiv ein Atmungsschema eingesetzt, bei welchem die Datenaquisition nur während dem Ausatemungszustand durchgeführt wird.

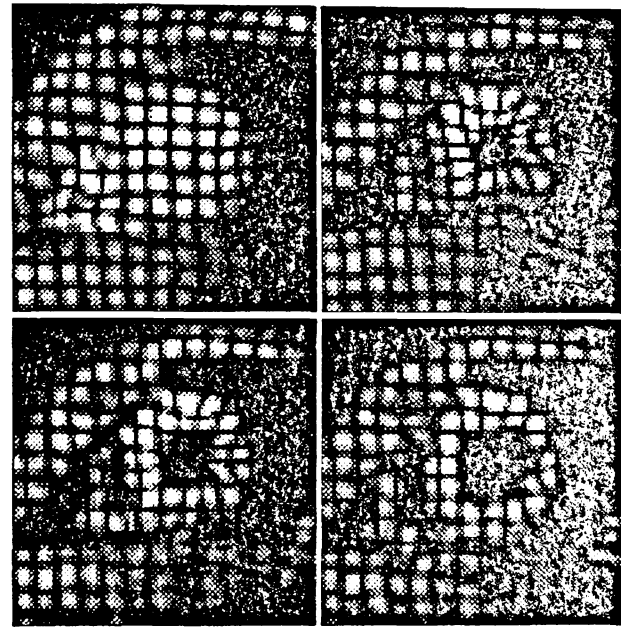
ERGEBNISSE

Mit der beschriebenen Methode wurden bisher 7 Probanden untersucht, wobei 16 bis 18 Herzphasen mit einem Abstand von 35ms aufgenommen wurden. Bei allen konnte eine apikale und äquatoriale Kurzachsebenen mit genügender Bildqualität abgebildet werden. Die Aufnahme der basalen Schicht gelang trotz der stark reduzierten Sensitivität der Oberflächenspule in diesem Bereich in 5 Fällen.

Bei den Probanden kann während der Systole an der Basis des linken Ventrikels nebst der Verdickung und Kontraktion des Herzmuskels eine Rotation im Uhr- und an der Herzspitze im Gegenuhrzeigersinn beobachtet werden. Dabei laufen Rotation und Kontraktion gleichzeitig ab. Während der Diastole tritt innerhalb von 70ms vorerst eine Rotation des Herzmuskels in umgekehrter Richtung zur systolischen Rotation auf, ohne dass sich das Ventrikelvolumen ändert. Anschliessend wird die Dilatation des Ventrikels beobachtet, die sich innerhalb ca. 100ms abspielt. Zusätzlich zur systolischen Kontraktions- und Rotationsbewegung lässt sich eine Verschiebung der

basalen Ebene des linken Ventrikels in Richtung des Apex feststellen, die lateral ca. 2cm beträgt.

Bei Patienten mit anterolateralem Myokardinfarkt fiel sowohl die Rotation wie auch die Kontraktion um die Hälfte geringer aus [3]. Das systolische Bewegungsmuster hingegen ist vergleichbar mit dem der Gesunden. Während der frühen Diastole kann aber im hypokinetischen Areal der Patienten eine zusätzliche Bewegung in Richtung Ventrikelmitte beobachtet werden, im Gegensatz zu den normokinetischen Gebieten, in denen bereits der Beginn der Dilatationsbewegung weg vom Ventrikelzentrum zu verzeichnen ist.



Figur 3 - 4 von 16 apikalen Kurzachsen-Bilder eines gesunden Herzens. Die "Tagging"-Bilder zeigen die enddiastolische Herzphase (oben links), die endsystolische (oben rechts), eine früh-diastolische (unten links) 70ms nach der Endsystole sowie eine middiastolische 175 ms nach der Endsystole (unten rechts).

DISKUSSION

Myocardial Tagging erlaubt eine genaue Quantifizierung der Herzbewegung von Enddiastole über die Endsystole bis zur späten Diastole. Es hat sich gezeigt, dass vor allem während der Diastole nach einem Herzinfarkt deutliche Veränderungen des Bewegungsmusters auftreten. Die schnelle Rotationsbewegung während der frühen Diastole verlangt eine zeitliche Auflösung der Bildsequenzen von mindestens 35ms.

LITERATUR

- [1] L. Axel, L. Dougherty, Radiology, 171, 841 (1989)
- [2] S. E. Fischer, G.C. Mc Kinnon, et al., SMRM Book of Abstracts (WIP), 891, 1992
- [3] S. E. Fischer, J. Lin, et al., SMRM Book of Abstracts (1), 12, 1992